

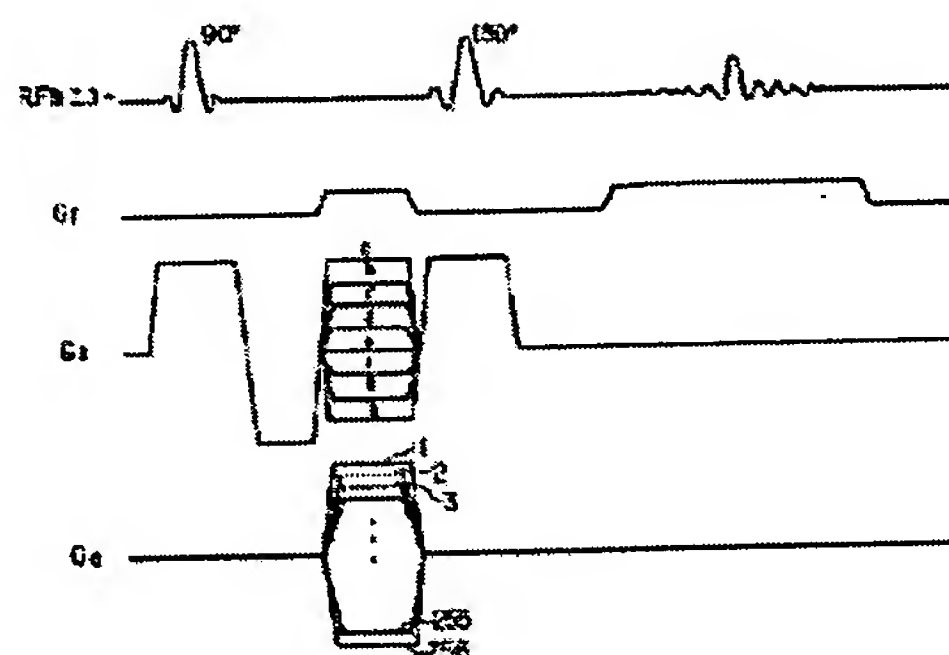
MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE

Patent number: JP5137709
Publication date: 1993-06-01
Inventor: MORITA YOSHIYA
Applicant: TOKYO SHIBAURA ELECTRIC CO
Classification:
- international: **A61B5/055; G01R33/28; A61B5/055; G01R33/28;**
(IPC1-7): A61B5/055; G01R33/28
- european:
Application number: JP19910305976 19911121
Priority number(s): JP19910305976 19911121

Report a data error here

Abstract of JP5137709

PURPOSE: To shorten the photographing time by executing Fourier-transformation with regard to the read direction and the phase encoding direction with respect to collected magnetic resonance data, and executing Fourier transformation with regard to the slice encoding direction after inserting '0' data into a frequency band in which the data is not collected. **CONSTITUTION:** In the case of encoding reduction pulse sequence by a spin echo method whose object is a three-dimensional space are of $256 \times 256 \times 8$, when a 90 deg. pulse being an RF pulse is applied and a 180 deg. pulse is applied after TE/2 time elapses, echo data is obtained after TE/2 time after the time when the 180 deg. pulse is applied. Also, with regard to a data collection time, when a repeat time of the pulse, and an averaging time are denoted as TR and AV, respectively, a scan time is denoted as $TR \times AV \times 256 \times 4$. Moreover, as for a reconstitution time, both of FFT frequency in the read direction and FT frequency in the phase encoding direction become $256 \times 4 = 1024$ times, both the FFT frequencies become 1/2 of the conventional frequency and the reconstitution time is also shortened.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

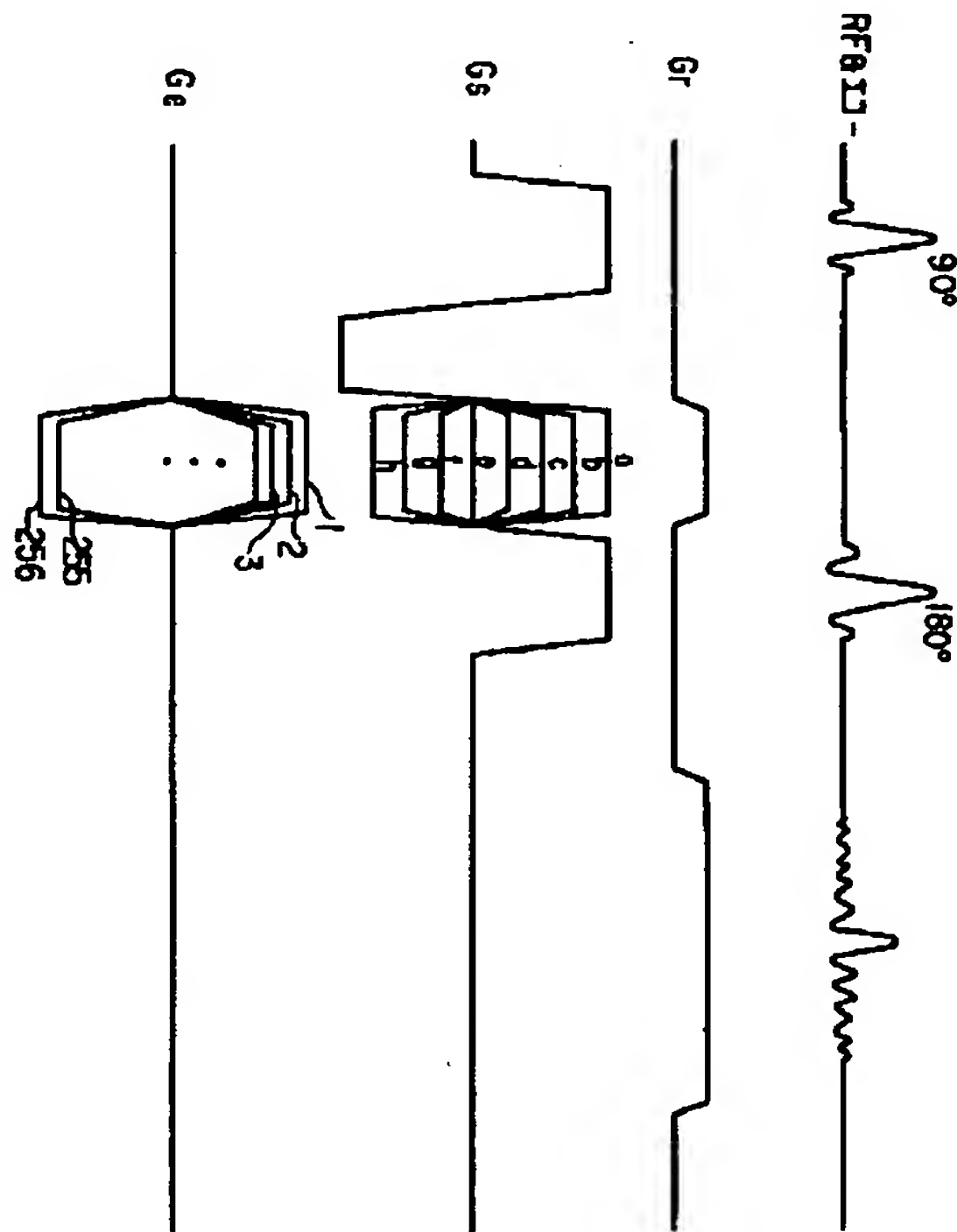
(51) Int.Cl. ⁵	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/055				
G 0 1 R 33/28				
		7831-4C	A 6 1 B 5/05	3 7 7
		7831-4C		3 1 2
		9118-2J	G 0 1 N 24/02	Y
審査請求 未請求 請求項の数1(全 7 頁)				
(21) 出願番号	特願平3-305976		(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成3年(1991)11月21日			株式会社東芝
				神奈川県川崎市幸区堀川町72番地
			(72) 発明者	森田 禎也
				栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
				社東芝那須工場内
			(74) 代理人	弁理士 鈴江 武彦

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57) 【要約】

【目的】 本発明は、非常に薄いスライス画像をギャップ無く連続して撮影する三次元イメージング法の磁気共鳴イメージング装置において、スライス枚数を減らすことなく撮影時間を短縮することである。

【構成】 本発明の磁気共鳴イメージング装置は、リード方向、位相エンコード方向については対象物の全領域の磁気共鳴データを収集し、スライスエンコード方向については低周波成分のみの磁気共鳴データを収集し、収集された磁気共鳴データをリード方向、位相エンコード方向についてフーリエ変換し、スライスエンコード方向の磁気共鳴データが収集されていない部分に0データを挿入してからスライスエンコード方向についてフーリエ変換する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 三次元画像を得る磁気共鳴イメージング装置において、

リード方向、位相エンコード方向については対象物の全周波数帯域の磁気共鳴データを収集し、スライスエンコード方向については低周波成分のみの磁気共鳴データを収集する手段と、

収集された磁気共鳴データをリード方向、位相エンコード方向についてフーリエ変換し、スライスエンコード方向の磁気共鳴データが収集されていない周波数帯域に0データを挿入してからスライスエンコード方向についてフーリエ変換する手段とを具備することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、被検体内の所望の三次元空間領域を一度に励起して磁気共鳴データを収集し、このデータから三次元画像データを得る磁気共鳴イメージング装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 このような装置の従来例として、非常に薄いスライスギャップを存在させることなく連続して撮影することができる三次元フーリエ変換(3DFT)イメージング法が知られている。この方法は、二次元フーリエ変換(2DFT)法をスライスエンコード方向に拡張した方法であり、画像化したい領域(全スライス)を一度に励起し、2DFT法とは異なりスライスエンコード方向にも傾斜磁場をかけながら磁気共鳴データを収集し、再構成過程で収集データを各スライスに振り分けて、スライス画像を得るものである。しかし、このような3DFT法は、収集データ量が多いため、スライス枚数が多くなると、収集時間が長くなり、再構成処理時間も長くなるという欠点がある。なお、このような問題はフィールドエコー法によるイメージングにおいても同様に起こる。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】 本発明は上述した事情に対処すべくなされたもので、その目的は非常に薄いスライス画像をギャップ無く連続して撮影する三次元イメージングにおいて、スライス枚数を減らすことなく撮影時間を短縮できる磁気共鳴イメージング装置を提供することである。

【0004】

【課題を解決するための手段】 本発明による磁気共鳴イメージング装置は、リード方向、位相エンコード方向については対象物の全周波数帯域の磁気共鳴データを収集し、スライスエンコード方向については低周波成分のみの磁気共鳴データを収集する手段と、収集された磁気共鳴データをリード方向、位相エンコード方向についてフーリエ変換し、スライスエンコード方向の磁気共鳴デー

タが収集されていない周波数帯域に0データを挿入してからスライスエンコード方向についてフーリエ変換する手段とを具備することを特徴とする。

【0005】

【作用】 本発明による磁気共鳴イメージング装置によれば、スライスエンコード方向については高周波帯域の磁気共鳴データは収集せず、再構成時にリード方向、位相エンコード方向のフーリエ変換後に、スライスエンコード方向で磁気共鳴データが収集されていない部分に0データを挿入してからスライスエンコード方向のフーリエ変換を行なうことにより、収集するデータ量を少なくでき、その結果、データ収集時間、再構成時間を短縮できるとともに、収集したデータを格納しておくデータ格納領域も小さくできる利点がある。

【0006】

【実施例】 以下、図面を参照して本発明による磁気共鳴イメージング装置の一実施例を説明する。図1はこの実施例の概略構成を示すブロック図である。ガントリ20内には、静磁場磁石1、X軸、Y軸、Z軸傾斜磁場コイル2、及び送受信コイル3が設けられる。静磁場発生装置としての静磁場磁石1は、例えば、超伝導コイルまたは常伝導コイルを用いて構成される。X軸、Y軸、Z軸傾斜磁場コイル2は、X軸傾斜磁場G_x、Y軸傾斜磁場G_y、Z軸傾斜磁場G_zを発生するためのコイルである。送受信コイル3は、高周波(RF)パルスが発生し、かつ磁気共鳴により発生した磁気共鳴(MR)エコーデータ(以下、単にエコーデータと称する)を検出するために使用される。寝台13上の被検体Pはガントリ20内のイメージング可能領域(イメージング用磁場が形成される球状の領域であり、この領域内でのみ診断が可能となる)に挿入される。

【0007】 静磁場磁石1は、静磁場制御装置4により駆動される。送受信コイル3は、磁気共鳴の励起時には送信器5により駆動され、かつエコーデータの検出時には受信器6に結合される。X軸、Y軸、Z軸傾斜磁場コイル2は、X軸傾斜磁場電源7、Y軸傾斜磁場電源8、Z軸傾斜磁場電源9により駆動される。

【0008】 X軸傾斜磁場電源7、Y軸傾斜磁場電源8、Z軸傾斜磁場電源9、送信器5はシーケンサ10により所定のシーケンスに従って駆動され、X軸傾斜磁場G_x、Y軸傾斜磁場G_y、Z軸傾斜磁場G_z、高周波(RF)パルスを、後述する所定のパルスシーケンスで発生する。この場合、X軸傾斜磁場G_x、Y軸傾斜磁場G_y、Z軸傾斜磁場G_zは、主として、例えば、位相エンコード用傾斜磁場G_e、リード用傾斜磁場G_r、スライスエンコード用傾斜磁場G_sとしてそれぞれ使用される。コンピュータシステム11はシーケンサ10を駆動制御するとともに、受信器6で受信されるエコーデータを取り込んで所定のデータ処理を施すことにより、被検体の断層像を生成し、表示部12で表示する。

【0009】次にこの実施例の動作を説明する。本発明は収集するエコーデータのデータ量を減らすために、スライスエンコード方向について一部のデータを収集しない（エンコードリダクション）パルスシーケンスを採用する。エンコードリダクションについては種々の方法があるが、ここでは、磁気共鳴データの高周波帯域成分を収集しない例を説明する。例として $256 \times 256 \times 8$ （画素）の3次元空間領域を対象とするスピン・エコー法によるエンコードリダクションパルスシーケンスのタイムスケジュールを図2に示す。

【0010】RFパルスとしての 90° パルスを印加して、 $TE/2$ 時間経過後にRFパルスとしての 180° パルスを印加すれば、 180° パルスの印加時から $TE/2$ 時間経過後にエコーデータが得られる。 G_r はリード用傾斜磁場、 G_s はスライスエンコード用傾斜磁場、 G_e は位相エンコード用傾斜磁場である。

【0011】スピン・エコー法ではプロジェクション毎にスライスエンコード用傾斜磁場 G_s の振幅を $a \sim h$ まで順次変化させるとともに、位相エンコード用傾斜磁場 G_e の振幅を $1 \sim 256$ まで順次変化させて、エコーデータを収集する。ここで、傾斜磁場 G_s 、 G_e の振幅の組合せは $8 \times 256 = 2048$ 通りある。すなわち、2048回のプロジェクションによりエコーデータを順次収集する必要がある。なお、2DFT法では、スライスエンコード用傾斜磁場 G_s は一定である。

【0012】図3は2048回のプロジェクションにより収集されたエコーデータ（プロジェクションデータ） $P_1 \sim P_{2048}$ を3次元的に示す概念図である。ここで、各プロジェクションデータの欄の右端に記載の $S_a \sim S_h$ は図2で示されるスライスエンコード用傾斜磁場 G_s の振幅 $a \sim h$ を示し、 $E_1 \sim E_{256}$ は位相エンコード用傾斜磁場 G_e の振幅 $1 \sim 256$ を示す。

【0013】図4は図3に対応して、各プロジェクションデータをボクセルを用いて表現したものである。総ボクセル数は 256 （リード方向 R ） \times 256 （位相エンコード方向 E ） \times 8 （スライスエンコード S ） $= 524288$ 個となり、これが収集エコーデータ量となる。

【0014】まず、従来のスピン・エコー法について説明し、その次に本発明の実施例を説明する。従来法では、第1プロジェクションデータ P_1 はスライスエンコード用傾斜磁場 G_s の振幅を a 、位相エンコード用傾斜磁場 G_e の振幅を 1 として収集する。第2プロジェクションデータ P_2 はスライスエンコード用傾斜磁場 G_s の振幅を a 、位相エンコード用傾斜磁場 G_e の振幅を 2 とし、第3プロジェクションデータ P_3 はスライスエンコード用傾斜磁場 G_s の振幅を a 、位相エンコード用傾斜磁場 G_e の振幅を 3 とし、以下同様に、第256プロジェクションデータ P_{256} はスライスエンコード用傾斜磁場 G_s の振幅を a 、位相エンコード用傾斜磁場 G_e の振幅を 256 として収集する。

【0015】次に、第257プロジェクションデータ P_{257} はスライスエンコード用傾斜磁場 G_s の振幅を b 、位相エンコード用傾斜磁場 G_e の振幅を 1 として収集する。第258プロジェクションデータ P_{258} はスライスエンコード用傾斜磁場 G_s の振幅を b 、位相エンコード用傾斜磁場 G_e の振幅を 2 とし、以下同様に、第512プロジェクションデータ P_{512} はスライスエンコード用傾斜磁場 G_s の振幅を b 、位相エンコード用傾斜磁場 G_e の振幅を 256 として収集する。

10 【0016】これを順次繰り返し、スライスエンコード用傾斜磁場 G_s の振幅が h 、位相エンコード用傾斜磁場 G_e の振幅が 256 となるまでプロジェクションデータ（第2048プロジェクションデータ P_{2048} ）を収集する。このデータは図3のように配列される。

20 【0017】収集したデータは1プロジェクション当たり256サンプリングポイントとして、図3に示したように第1プロジェクションデータ $P_1 \sim$ 第2048プロジェクションデータ P_{2048} の順序で、コンピュータシステム11内の補助記憶装置（通常、磁気ディスク）上に格納される。

30 【0018】次に、再構成の際は、先ずリード方向（図4の矢印 R 方向）について高速フーリエ変換（FFT）を行なう。FFTは 256 （位相エンコード方向） \times 8 （スライスエンコード方向） $= 2048$ 回繰り返して行なわれる。第2に、位相エンコード方向（図4の矢印 E 方向）についてFFTを行なう。FFTは 256 （サンプリングポイント） \times 8 （スライスエンコード方向） $= 2048$ 回繰り返して行なわれる。第3に、スライスエンコード方向（図3の矢印 S 方向）についてFFTを行なう。FFTは 256 （サンプリングポイント） \times 256 （位相エンコード方向） $= 65536$ 回繰り返して行なわれる。この結果、8スライス分のMR画像が得られる。

40 【0019】これに対して、本発明では、図3のスライスエンコード方向における高周波帯域成分に相当する第1プロジェクションデータ $P_1 \sim$ 第512プロジェクションデータ P_{512} 、及び第1537プロジェクションデータ $P_{1537} \sim$ 第2048プロジェクションデータ P_{2048} の収集を省略する。つまり、従来例では2047回のプロジェクションを行なっていたが、本発明では1024回のプロジェクションしか行なわない。そのため、第1プロジェクションはスライスエンコード用傾斜磁場 G_s の振幅を c 、位相エンコード用傾斜磁場 G_e の振幅を 1 としてデータを収集する。第2プロジェクションはスライスエンコード用傾斜磁場 G_s の振幅を c 、位相エンコード用傾斜磁場 G_e の振幅を 2 、以下同様に、第1024プロジェクションはスライスエンコード用傾斜磁場 G_s の振幅を f 、位相エンコード用傾斜磁場 G_e の振幅を 256 としてデータを収集する。このようにして収集されたプロジェクションデータ $P_1 \sim P_{1024}$ を図5のよう

に配列する。

【0020】ここでも、収集したデータは1プロジェクション当たり256サンプリングポイントとして、図6に示したように第1プロジェクションデータP1～第1024プロジェクションデータP1024の順序で、コンピュータシステム11内の補助記憶装置（通常、磁気ディスク）上に格納される。

【0021】次に、再構成は先ずリード方向（図6の矢印R方向）についてFFTを行なう。FFTは256（位相エンコード方向）×4（スライスエンコード方向）＝1024回繰り返して行なわれる。第2に、位相エンコード方向（図6の矢印E方向）についてFFTを行なう。FFTは256（サンプリングポイント）×4（スライスエンコード方向）＝1024回繰り返して行なわれる。第3に、スライスエンコード方向（図6の矢印S方向）についてFFTを行なうのだが、ここで、前述したように本発明によれば、スライスエンコード方向については高周波成分のデータは収集されていないので、ここに0データを2サンプリングポイントずつ挿入してからFFTを行なう。すなわち、図6のデータ収集を省略した領域A、Bに0データをつめて、8サンプリングポイントのFFTを行なう。FFTは256（サンプリングポイント）×256（位相エンコード方向）＝65536回繰り返して行なわれる。この結果、8枚のMR画像が得られる。

【0022】本実施例の効果を具体的に説明する。先ず、データ収集時間（スキャン時間）については、90°パルスの繰り返し時間をTR、アベレーシング時間をAVとすると、従来例のスキャン時間は $TR \times AV \times 256 \times 8$ と表わされ、本発明のスキャン時間は $TR \times AV \times 256 \times 4$ と表わされ、従来例の1/2となる。また、再構成時間については、従来例では、リード方向のFFT回数は $256 \times 8 = 2048$ 回、位相エンコード方向のFFT回数は $256 \times 8 = 2048$ 回であるのに対して、本発明ではリード方向のFFT回数は $256 \times 4 = 1024$ 回、位相エンコード方向のFFT回数は $256 \times 4 = 1024$ 回となり、リード方向、位相エンコード方向とのFFT回数が従来例の1/2となり、これに伴い再構成時間も短縮される。さらに、収集データ量（あるいは収集データ格納領域）も従来例では $256 \times 256 \times 8 = 524288$ （サンプリングポイント）のデータを収集するのに対して、本発明では $256 \times 256 \times 4 = 262144$ （サンプリングポイント）のデー

タを収集するだけであるので、従来例の半分となる。

【0023】このように本実施例によれば、スライスエンコード方向については高周波域の磁気共鳴データは収集せず、再構成時にリード方向、位相エンコード方向のフーリエ変換後に、スライスエンコード方向の磁気共鳴データが収集されていない部分に0データを挿入してからフーリエ変換することにより、収集するデータ量が少なくなるので、データ収集時間、再構成時間が短縮されるとともに、収集したデータを格納しておくデータ格納領域が小さくて済む。

【0024】なお、本発明は上述した実施例に限定されず、種々変形して実施可能である。例えば、上述の説明では、スライスエンコード回数を8から4に減らしたが、例えば、8から6にするとか、リダクションするスライスエンコード数は任意に設定できる。また、上述の説明は本発明をスピン・エコー法について実施した場合を説明したが、本発明はフィールド・エコー法にも適応可能である。

【0025】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、非常に薄いスライス画像をギャップ無く連続して撮影する三次元イメージングにおいて、スライス枚数を減らすことなく撮影時間を短縮できる磁気共鳴イメージング装置が提供される。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による磁気共鳴イメージング装置の一実施例の構成を示すブロック図。

【図2】一実施例のパルスシーケンスを示す図。

【図3】本発明と対比するため従来のスピン・エコー法におけるプロジェクションデータの収集手順を示す図。

【図4】従来法におけるプロジェクションデータの配列を示す図。

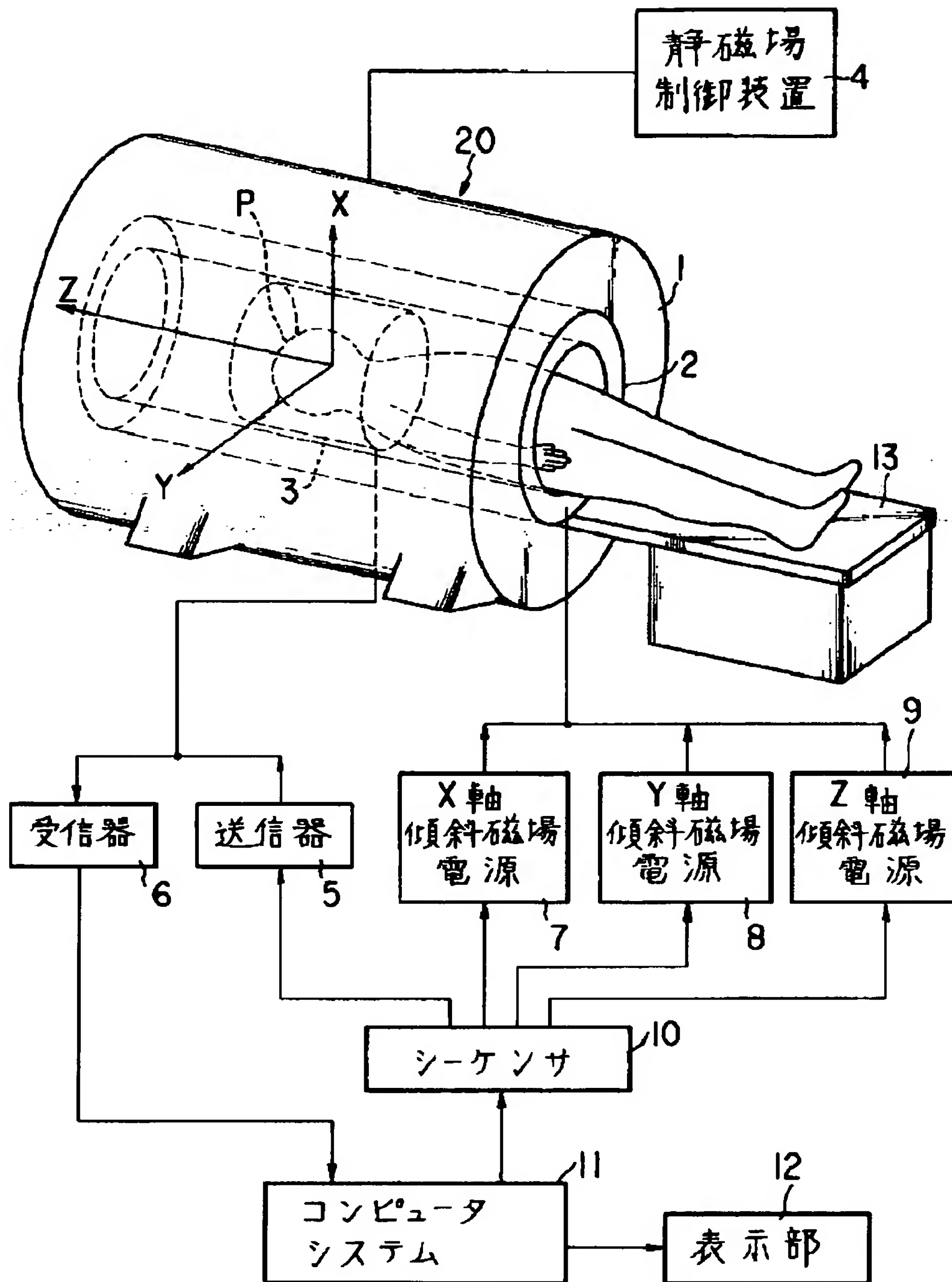
【図5】本発明におけるプロジェクションデータの収集手順を示す図。

【図6】本発明におけるプロジェクションデータの配列を示す図。

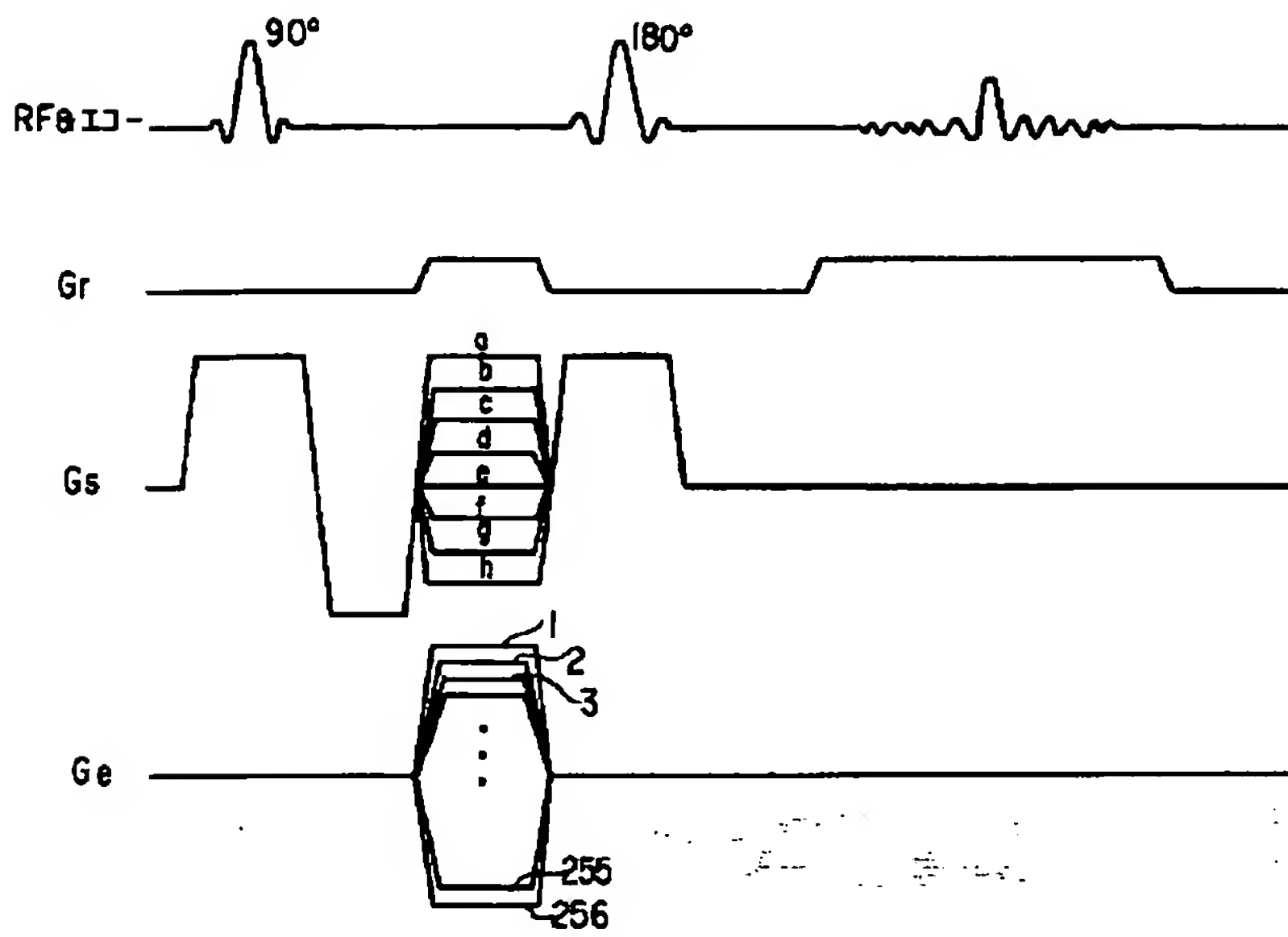
【符号の説明】

1…静磁場磁石、2…X軸、Y軸、Z軸傾斜磁場コイル、3…送受信コイル、4…静磁場制御装置、5…受信器、6…送信器、7…X軸傾斜磁場アンプ、8…Y軸傾斜磁場アンプ、9…Z軸傾斜磁場アンプ、10…シーケンサ、11…コンピュータシステム、12…表示部。

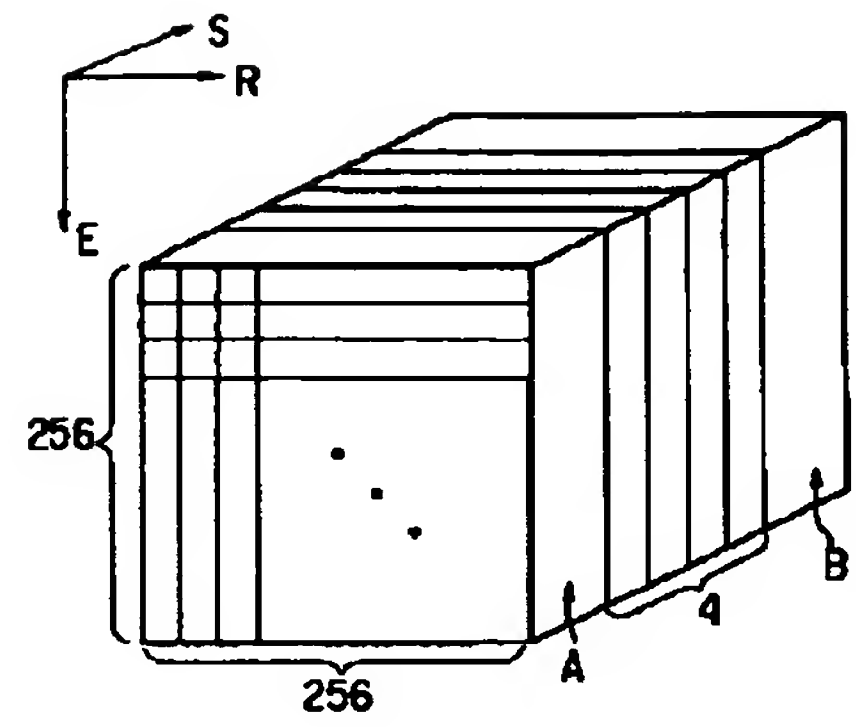
【図1】



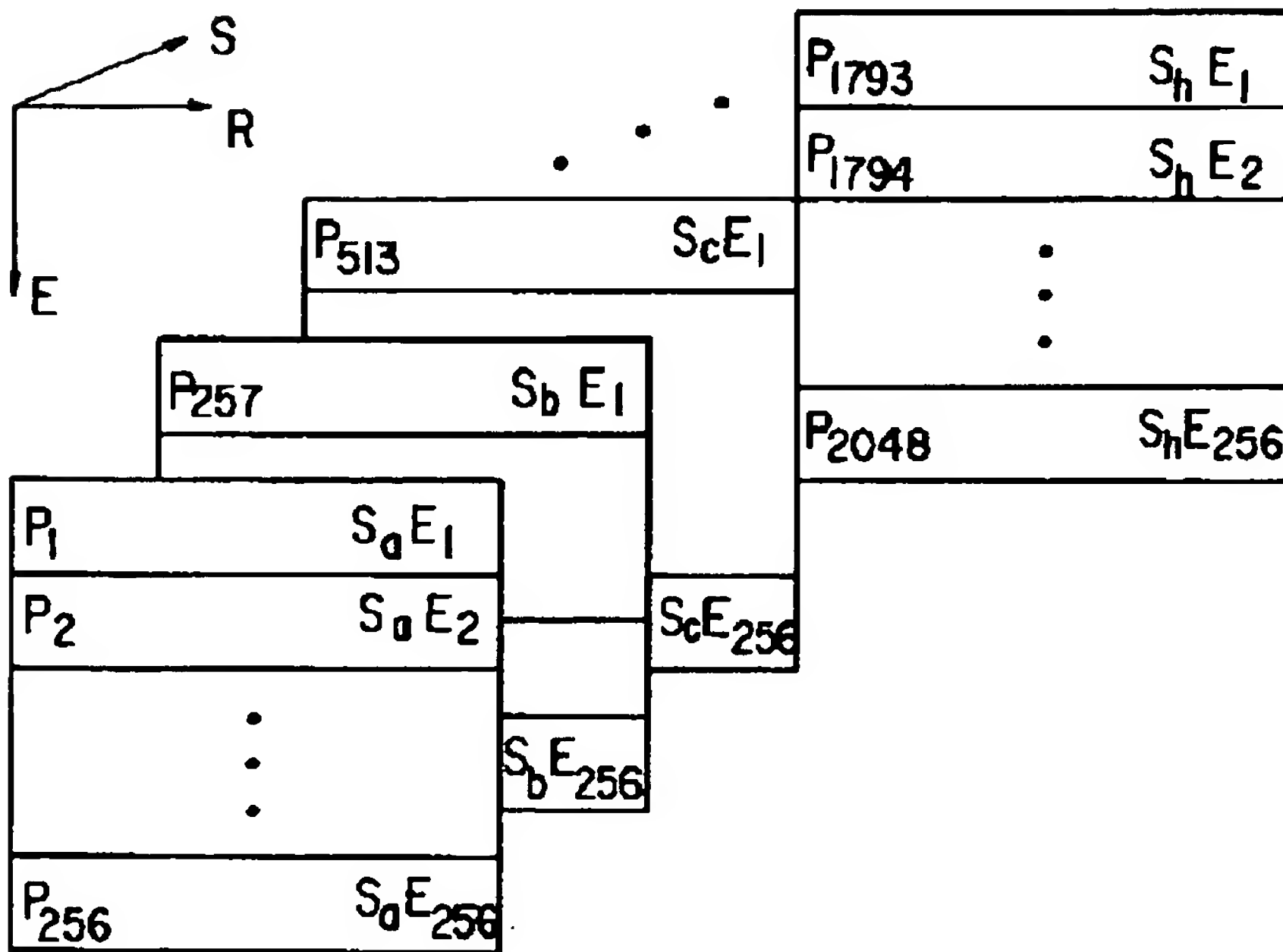
【図2】



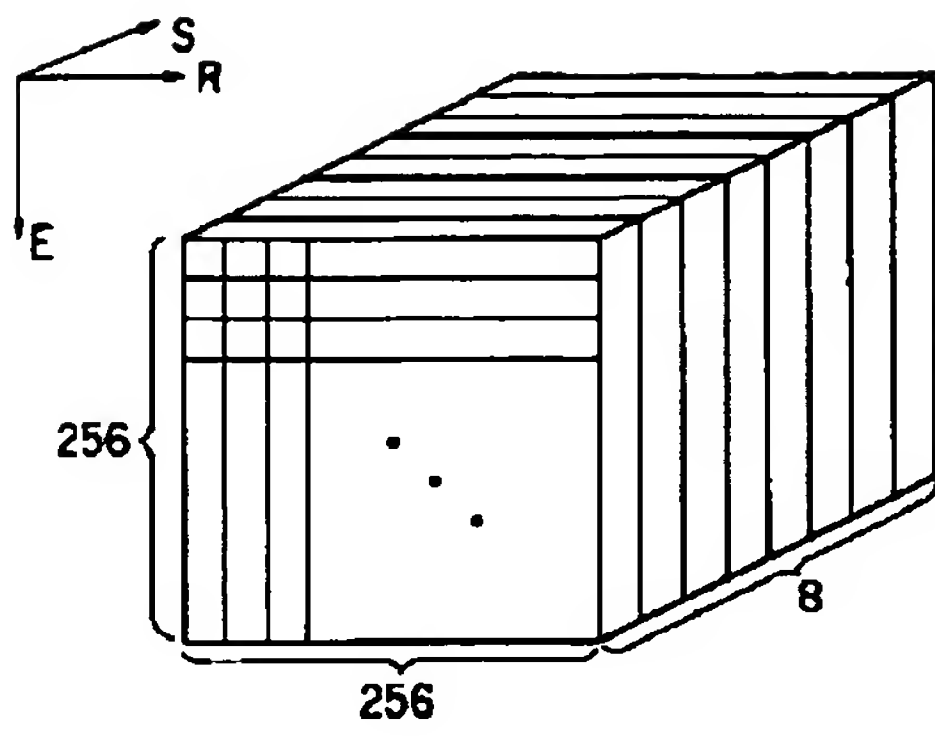
【図6】



【図3】



【図4】



【図5】

